



03 SEP 2004

REC'D 06 JUN 2003

WIPO PCT

# BREVET D'INVENTION

**CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION**

## COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 19 MARS 2003

Pour le Directeur général de l'Institut  
national de la propriété industrielle  
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

**DOCUMENT DE PRIORITÉ**

PRÉSENTÉ OU TRANSMIS  
CONFORMÉMENT À LA  
RÈGLE 17.1.a) OU b)

INSTITUT  
NATIONAL DE  
LA PROPRIÉTÉ  
INDUSTRIELLE

SIEGE  
26 bis, rue de Saint Petersburg  
75800 PARIS cedex 08  
Téléphone : 33 (0)1 53 04 53 04  
Télécopie : 33 (0)1 53 04 45 23  
www.inpi.fr

**BEST AVAILABLE COPY**



26 bis, rue de Saint Pétersbourg  
75800 Paris Cedex 08  
Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

# BREVET D'INVENTION CERTIFICAT D'UTILITÉ

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



N° 11354\*01

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE 1/2

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 540 W / 260899

<b>REMISE DES PIÈCES</b> DATE <b>13 MARS 2002</b> LIEU <b>75 INPI PARIS</b> N° D'ENREGISTREMENT <b>0203122</b> NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE PAR L'INPI <b>13 MARS 2002</b>		<b>1</b> <b>NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE</b> Monsieur Vladimir CHAVERNEFF THALES INTELLECTUAL PROPERTY 13, avenue du Président Salvador Allende 94117 ARCUEIL Cedex	
<b>Vos références pour ce dossier (facultatif)</b> <b>62 769</b>			
<b>Confirmation d'un dépôt par télécopie</b> <input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie			
<b>2 NATURE DE LA DEMANDE</b>		<b>Cochez l'une des 4 cases suivantes</b>	
Demande de brevet		<input checked="" type="checkbox"/>	
Demande de certificat d'utilité		<input type="checkbox"/>	
Demande divisionnaire		<input type="checkbox"/>	
Demande de brevet initiale		N°	Date
ou demande de certificat d'utilité initiale		N°	Date
Transformation d'une demande de brevet européen		<input type="checkbox"/>	Date
Demande de brevet initiale		N°	Date
<b>3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)</b>  PACK D'IMAGERIE ULTRASONORE			
<b>4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE</b>		Pays ou organisation Date N° Pays ou organisation Date N° Pays ou organisation Date N° <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
<b>5 DEMANDEUR</b>		<input type="checkbox"/> S'il y a d'autres demandeurs, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
Nom ou dénomination sociale		THALES ULTRASONICS SAS	
Prénoms			
Forme juridique		Société par Action Simplifiée	
N° SIREN		4 . 1 . 4 . 8 . 1 . 6 . 4 . 2 . 1	
Code APE-NAF			
Adresse	Rue	173, boulevard Haussmann	
	Code postal et ville	75008	PARIS
Pays		FRANCE	
Nationalité		Française	
N° de téléphone (facultatif)			
N° de télécopie (facultatif)			
Adresse électronique (facultatif)			

Réservé à l'INPI

REMISE DES PIÈCES

DATE

13 MARS 2002

LIEU

75 INPI PARIS

N° D'ENREGISTREMENT

0203122

NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI

DB 540 W / 260899

Vos références pour ce dossier :  
(facultatif)

62769

**6 MANDATAIRE**

Nom

CHAUVERNEFF

Prénom

Vladimir

Cabinet ou Société

THALES

N° de pouvoir permanent et/ou  
de lien contractuel

Adresse

Rue

13, avenue du Président Salvador Allende

Code postal et ville

94117

ARCUEIL Cedex

N° de téléphone (facultatif)

01.41.48.45.14

N° de télécopie (facultatif)

01.41.48.45.01

Adresse électronique (facultatif)

**7 INVENTEUR (S)**

Les inventeurs sont les demandeurs

☐ Oui

☒ Non

Dans ce cas fournir une désignation d'inventeur(s) séparée

**8 RAPPORT DE RECHERCHE**

Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation)

Établissement immédiat  
ou établissement différé

☒ X

☐

Paiement échelonné de la redevance

Paiement en trois versements, uniquement pour les personnes physiques

☐ Oui

☒ Non

**9 RÉDUCTION DU TAUX  
DES REDEVANCES**

Uniquement pour les personnes physiques

☐ Requête pour la première fois pour cette invention (joindre un avis de non-imposition)

☐ Requête antérieurement à ce dépôt (joindre une copie de la décision d'admission pour cette invention ou indiquer sa référence) :

Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite»,  
indiquez le nombre de pages jointes

**10 SIGNATURE DU DEMANDEUR  
OU DU MANDATAIRE**  
(Nom et qualité du signataire)

Vladimir CHAUVERNEFF

VISA DE LA PRÉFECTURE  
OU DE L'INPI

M. MARTIN

## PACK D'IMAGERIE ULTRASONORE

La présente invention se rapporte à un « pack » d'imagerie ultrasonore.

Depuis son introduction, avant la fin des années 1970, l'imagerie ultrasonore a beaucoup évolué. Cependant, l'architecture générale du matériel électronique d'imagerie est restée à peu près inchangée depuis que  
5 l'on a commencé à utiliser des sondes à balayage électronique vers la fin des années 1970, cet ensemble matériel étant dénommé échographe.

Un échographe est un appareil complet, qui fonctionne de manière autonome, avec son propre bloc d'alimentation électrique. Certains  
10 échographes sont volumineux et montés sur des grosses roulettes, d'autres, moins volumineux, sont portables et munis de poignées à cet effet.

En général, les appareils haut de gamme sont volumineux et/ou très onéreux, car, pour pouvoir produire en temps réel des images de bonne qualité, ils doivent comporter des sondes à grand nombre de capteurs (de  
15 préférence au moins 64 capteurs), et par conséquent un grand nombre de circuits de traitement des signaux issus de ces capteurs (circuits d'amplification de chacune des voies, circuits de séparation des signaux d'émission des signaux de réception, circuits de formation de voies -appelés aussi circuits de formation de faisceaux-, processeurs d'imagerie en noir et  
20 blanc, processeurs d'imagerie Doppler, convertisseurs d'image - appelés « scan converters », ...).

Il y a encore une quinzaine d'années, parmi les circuits précités, seul le convertisseur d'images était numérique. Depuis, grâce à la miniaturisation des circuits intégrés numériques et à l'augmentation de la  
25 densité de leurs fonctions, les diverses fonctions des échographes ont été mises en œuvre à l'aide de processeurs numériques. Etant donné que les échos recueillis par les sondes des échographes sont des signaux analogiques, ceux-ci doivent être convertis en signaux numériques pour pouvoir être traités par lesdits processeurs numériques. Des échos de  
30 chacune des voies sont numérisés par un convertisseur analogique/numérique. Le nombre et la position dans la chaîne de traitement des signaux de ces convertisseurs dépendent en particulier de la puissance

## ENSEMBLE MATERIEL ET LOGICIEL D'IMAGERIE ULTRASONORE

La présente invention se rapporte à un ensemble matériel et logiciel d'imagerie ultrasonore. Pour simplifier, cet ensemble sera appelé « pack » par la suite.

Depuis son introduction, avant la fin des années 1970, l'imagerie  
5 ultrasonore a beaucoup évolué. Cependant, l'architecture générale du matériel électronique d'imagerie est restée à peu près inchangée depuis que l'on a commencé à utiliser des sondes à balayage électronique vers la fin des années 1970, cet ensemble matériel étant dénommé échographe.

Un échographe est un appareil complet, qui fonctionne de manière  
10 autonome, avec son propre bloc d'alimentation électrique. Certains échographes sont volumineux et montés sur des grosses roulettes, d'autres, moins volumineux, sont portables et munis de poignées à cet effet.

En général, les appareils haut de gamme sont volumineux et/ou très onéreux, car, pour pouvoir produire en temps réel des images de bonne  
15 qualité, ils doivent comporter des sondes à grand nombre de capteurs (de préférence au moins 64 capteurs), et par conséquent un grand nombre de circuits de traitement des signaux issus de ces capteurs (circuits d'amplification de chacune des voies, circuits de séparation des signaux d'émission des signaux de réception, circuits de formation de voies -appelés  
20 aussi circuits de formation de faisceaux-, processeurs d'imagerie en noir et blanc, processeurs d'imagerie Doppler, convertisseurs d'image – appelés « scan converters », ...).

Il y a encore une quinzaine d'années, parmi les circuits précités, seul le convertisseur d'images était numérique. Depuis, grâce à la  
25 miniaturisation des circuits intégrés numériques et à l'augmentation de la densité de leurs fonctions, les diverses fonctions des échographes ont été mises en œuvre à l'aide de processeurs numériques. Etant donné que les échos recueillis par les sondes des échographes sont des signaux analogiques, ceux-ci doivent être convertis en signaux numériques pour  
30 pouvoir être traités par lesdits processeurs numériques. Des échos de chacune des voies sont numérisés par un convertisseur analogique/numérique. Le nombre et la position dans la chaîne de traitement des signaux de ces convertisseurs dépendent en particulier de la puissance

de calcul des processeurs numériques de cette chaîne de traitement, ainsi que des caractéristiques de ces convertisseurs.

Les échos sont traités (amplifiés par des amplificateurs à faible bruit avec un niveau d'amplification qui varie avec le temps pour compenser les pertes de propagation) dans des circuits « frontaux » (dits « F.E.C. » en anglais, c'est-à-dire « Front End Conditioning ») qui incluent un circuit de séparation des signaux d'émission, qui sont de niveau élevé, de ceux de réception, qui ont un faible niveau. Ces circuits FEC sont généralement suivis de convertisseurs analogique/numérique, eux-mêmes suivis d'un formateur de faisceaux. Il est à noter qu'à l'entrée du formateur de faisceaux, le flux de données est de l'ordre de 20 Gbits/s pour 64 voies de signaux à traiter. Ce traitement ne peut être effectué qu'avec des processeurs spécialisés conçus à cet effet. Les échographes récents de haut de gamme, plutôt que de mettre en œuvre un formateur de voies analogique à lignes à retard (qui ne sont pas stables et ont un retard limité), font appel à des processeurs numériques qui sont coûteux et encombrants. Le coût et l'encombrement des échographes peuvent être réduits si l'on réduit le nombre de voies du capteur, mais cela se fait au détriment de la qualité de l'image échographique.

Une autre évolution récente dans la réalisation des échographes consiste à utiliser des ordinateurs personnels (PC) en leur incorporant des circuits et des logiciels spécifiques aux échographes. Ainsi, on connaît, par exemple, d'après le brevet US 6 325 759, un échographe dont le formateur de faisceaux est configurable et monté sur la carte mère d'un PC. Une telle solution, bien que réduisant le coût d'un échographe, n'est pas évolutive.

On connaît d'après le brevet US 5 957 846 un échographe compact dans lequel les circuits FEC et le formateur de faisceaux sont incorporés dans le boîtier de la sonde, et sont reliés par une liaison, non décrite, à un micro-ordinateur portable. A cet effet, le dispositif connu fait appel à des composants spéciaux, les CCD, qui permettent de produire des retards sous forme analogique, de façon plus performante que ne le permettent les circuits LC traditionnels. Un seul convertisseur analogique/numérique est nécessaire. Cette solution, bien que permettant d'obtenir un appareil particulièrement compact, présente tous les inconvénients des dispositifs à formation de voies analogique, surtout en ce

qui concerne la dynamique du signal traité, et interdit les traitements entre images.

Par ailleurs, il est de plus en plus nécessaire d'associer des images échographiques à d'autres types d'images permettant d'effectuer un diagnostic plus complet et plus fiable. On parle alors de fusion d'examens cliniques. Ainsi, par exemple, dans le cas de la lithotritie, il est nécessaire d'avoir un repérage par imagerie ultrasonore du calcul à détruire. Il n'est alors pas nécessaire de mettre en œuvre un appareil échographique complet.

En outre, pour de nombreuses applications, il faut pouvoir disposer de données brutes sous forme de valeurs d'amplitude et de phase, c'est-à-dire avant détection, pour pouvoir les fusionner avec d'autres informations. Pour pouvoir accéder à ces données brutes, on a déjà essayé de démonter un échographe et d'installer des prises de signaux sur les circuits délivrant ces données, mais les résultats ont toujours été décevants du fait qu'il existe de nombreuses optimisations matérielles et logicielles au sein d'un appareil, ce qui fait qu'en « ouvrant la boucle », on en perturbe le fonctionnement. Pour éviter ces problèmes, on a construit des bancs de mesure onéreux et spécifiques pour accéder aux données brutes recherchées.

La présente invention a pour objet un « pack » d'imagerie ultrasonore qui soit le plus modulaire et évolutif possible, qui permette d'associer facilement l'échographie à d'autres types d'examens, et ce, aux moindres frais, et sans nuire à la qualité de ces examens.

Le pack d'imagerie ultrasonore conforme à l'invention se compose d'une partie matérielle de pré-traitement d'imagerie ultrasonore et d'une partie logicielle, destinée à être installée sur un micro-ordinateur, la partie matérielle incluant au moins une sonde ultrasonore reliée à un module de circuits électroniques dont au moins une partie est configurable, ce module comprenant des circuits FEC analogiques, des convertisseurs analogique/numérique, un réseau de portes électroniques logiques et une liaison à haut débit entre ce module et le micro-ordinateur, la partie logicielle étant mémorisée sur un support amovible.

qui concerne la dynamique du signal traité, et interdit les traitements entre images.

Par ailleurs, il est de plus en plus nécessaire d'associer des images échographiques à d'autres types d'images permettant d'effectuer un diagnostic plus complet et plus fiable. On parle alors de fusion d'exams cliniques. Ainsi, par exemple, dans le cas de la lithotritie, il est nécessaire d'avoir un repérage par imagerie ultrasonore du calcul à détruire. Il n'est alors pas nécessaire de mettre en œuvre un appareil échographique complet.

En outre, pour de nombreuses applications, il faut pouvoir disposer de données brutes sous forme de valeurs d'amplitude et de phase, c'est-à-dire avant détection, pour pouvoir les fusionner avec d'autres informations. Pour pouvoir accéder à ces données brutes, on a déjà essayé de démonter un échographe et d'installer des prises de signaux sur les circuits délivrant ces données, mais les résultats ont toujours été décevants du fait qu'il existe de nombreuses optimisations matérielles et logicielles au sein d'un appareil, ce qui fait qu'en « ouvrant la boucle », on en perturbe le fonctionnement. Pour éviter ces problèmes, on a construit des bancs de mesure onéreux et spécifiques pour accéder aux données brutes recherchées.

La présente invention a pour objet un « pack » d'imagerie ultrasonore qui soit le plus modulaire et évolutif possible, qui permette d'associer facilement l'échographie à d'autres types d'exams, et ce, aux moindres frais, et sans nuire à la qualité de ces exams.

L'ensemble d'imagerie ultrasonore conforme à l'invention se compose d'une partie matérielle de pré-traitement d'imagerie ultrasonore et d'une partie logicielle, destinée à être installée sur un micro-ordinateur, la partie matérielle incluant au moins une sonde ultrasonore reliée à un module de circuits électroniques dont au moins une partie est configurable, ce module comprenant des circuits FEC analogiques, des convertisseurs analogique/numérique, un réseau de portes électroniques logiques et une liaison à haut débit entre ce module et le micro-ordinateur, la partie logicielle étant mémorisée sur un support amovible.

Selon une autre caractéristique, le réseau de portes électroniques est configurable par logiciel en calculateurs spécialisés de formation de



La présente invention sera mieux comprise à la lecture de la description détaillée d'un mode de réalisation, pris à titre d'exemple non limitatif et illustré par le dessin annexé, sur lequel :

- 5       ▪ La figure 1 est un bloc-diagramme d'un échographe de l'art antérieur ;
- La figure 2 est un bloc-diagramme simplifié d'un échographe conforme à l'invention ; et
- La figure 3 est un bloc-diagramme détaillé d'un exemple de réalisation de l'échographe de la figure 2.

10       L'échographe de l'art antérieur schématisé en figure 1 comporte une sonde multi-éléments 1 qui est une antenne acoustique placée en contact avec le corps à observer. Il existe plusieurs types de telles antennes, que l'on classe généralement en trois catégories : les antennes mécaniques, les antennes dites « phased arrays » et les antennes à balayage linéaire  
15       dites « antennes linéaires ». Les deux dernières catégories sont dites « électroniques ». Pour ces deux catégories, les signaux reçus d'un point du corps par les différents capteurs élémentaires subissent des traitements particuliers compensant leurs pertes de propagation et leurs retards. Ces retards sont calculés pour que toutes les émissions ultrasonores issues de  
20       chacun des capteurs élémentaires arrivent en phase sur le corps exploré par la sonde, et que tous les signaux réfléchis par ce corps soient additionnés en phase.

      Dans le cas d'une antenne dite « phased array », une loi de retard variant linéairement le long de l'antenne, qui est plane, s'ajoute à la loi  
25       parabolique, ce qui permet de faire converger le faisceau ultrasonore émis par la sonde en dehors de son axe, et de recueillir les échos des points situés le long d'un axe correspondant au retard entre chaque capteur élémentaire. La série d'échos recueillis dans le temps dans une direction donnée s'appelle une ligne ou une voie. L'image ultrasonore, que l'on affiche  
30       sur un écran de visualisation 2, est constituée de l'ensemble des lignes couvrant la surface du corps à observer.

      La sonde 1 est suivie d'un multiplexeur 3, lui-même suivi d'un ensemble 4 de circuits appelé « Front End Conditioning » (F.E.C.). Cet ensemble 4 est chargé de transmettre vers la sonde 1 les signaux  
35       ultrasonores d'observation et de recueillir les échos perçus par la sonde 1 en

voies, en mémoire distribuée, en filtres numériques, démodulateur et interface de commande.

Selon une autre caractéristique, la partie logicielle configure les éléments configurables de la partie matérielle et installe sur le micro-ordinateur des programmes de calcul et de présentation de données d'imagerie ultrasonore.

Selon une autre caractéristique, les programmes installés sur le micro-ordinateur comportent des programmes de production d'images ultrasonores en niveaux de gris et/ou d'images Doppler en couleurs, et/ou de production d'informations de Doppler continu et/ou d'affichage de boutons de contrôle de paramètres de traitement et /ou de traitements de fusion avec des données extérieures.

Selon une autre caractéristique, le convertisseur analogique/numérique est du type Sigma-Delta configurable par logiciel.

Selon une autre caractéristique, le réseau de portes électroniques comporte des circuits de type Field Programmable Gate Arrays.

Selon une autre caractéristique, la liaison à haut débit transmet plusieurs voies numériques.

Selon une autre caractéristique, la liaison à haut débit est de type IEEE1394.

Selon une autre caractéristique, l'ensemble matriciel et logiciel est incorporé dans un ensemble d'instrumentation médicale.

Selon une autre caractéristique, l'ensemble d'instrumentation comporte des équipements de chirurgie ou de micro-chirurgie.

Selon une autre caractéristique, l'ensemble d'instrumentation médicale comporte des appareils fournissant des données médicales complémentaires des données ultrasonores.

Selon une autre caractéristique, les données médicales complémentaires comportent au moins l'une des sortes de données suivantes : données de caméras optiques, données de diagnostic et de surveillance gynécologique et/ou cardiaque.

La présente invention sera mieux comprise à la lecture de la description détaillée d'un mode de réalisation, pris à titre d'exemple non limitatif et illustré par le dessin annexé, sur lequel :

les amplifiant à l'aide d'amplificateurs à faible bruit, avec un niveau d'amplification qui varie avec le temps pour compenser les pertes de propagation du signal ultrasonore. Cet ensemble 4 comporte également le circuit de séparation des signaux d'émission, qui sont de niveau élevé, des signaux de réception (échos) qui sont de faible niveau.

Le FEC 4 est suivi d'un ensemble 5 de convertisseurs analogique/numérique comportant au maximum autant de convertisseurs qu'il y a de canaux analogiques (c'est-à-dire autant qu'il y a de capteurs élémentaires dans la sonde 1). Les signaux numériques issus des différents convertisseurs de l'ensemble 5 sont traités (filtrés, retardés et additionnés) par un circuit 6 appelé « formateur de faisceaux » ou « formateur de voies » (« Beam Former » en anglais), ce circuit 6 constituant un pré-processeur des échos. A la sortie du circuit 6, on recueille un signal qui, en fonction du temps, correspond à une ligne d'image. Une image ultrasonore totale est constituée en répétant l'opération émission-réception sur l'ensemble des lignes à explorer (en déplaçant la sonde parallèlement à la ligne d'image).

On notera que le paramètre  $n$  du nombre de signaux additionnés simultanément (et inférieur ou égal au nombre de capteurs élémentaires de la sonde 1) lors de la formation de faisceaux est un paramètre très important d'un échographe. La qualité de l'image observée, et en particulier son contraste, est directement liée à ce paramètre  $n$ . En effet, si on considère qu'un écho en provenance d'un point du corps sur lequel est appliquée la sonde donne un signal d'amplitude  $A$  sur un des capteurs élémentaires de la sonde, l'amplitude du signal à la sortie du circuit de formation de voies est  $n.A$  pour ce seul écho. Ce signal sera  $n$  fois plus fort que les signaux qui n'arrivent pas en même temps que lui.

Le formateur de faisceaux 6 est suivi de plusieurs processeurs spécialisés, à savoir un processeur d'imagerie en noir et blanc 7, un processeur de détection de turbulences sanguines (dit « Color Flow Mapping ») 8 et un processeur Doppler 9. Le processeur 7 produit l'image échographique traditionnelle à niveaux de gris, dans laquelle l'intensité de chaque point de l'image est fonction de l'amplitude de l'écho correspondant. Le processeur 7 détecte cette amplitude, effectue différents traitements pour éviter le « speckle » (tavelures) dû à des interférences entre échos multiples

- La figure 1 est un bloc-diagramme d'un échographe de l'art antérieur ;
- La figure 2 est un bloc-diagramme simplifié d'un échographe conforme à l'invention ; et
- 5     ▪ La figure 3 est un bloc-diagramme détaillé d'un exemple de réalisation de l'échographe de la figure 2.

L'échographe de l'art antérieur schématisé en figure 1 comporte une sonde multi-éléments 1 qui est une antenne acoustique placée en contact avec le corps à observer. Il existe plusieurs types de telles antennes, 10 que l'on classe généralement en trois catégories : les antennes mécaniques, les antennes dites « phased arrays » et les antennes à balayage linéaire dites « antennes linéaires ». Les deux dernières catégories sont dites « électroniques ». Pour ces deux catégories, les signaux reçus d'un point du corps par les différents capteurs élémentaires subissent des traitements 15 particuliers compensant leurs pertes de propagation et leurs retards. Ces retards sont calculés pour que toutes les émissions ultrasonores issues de chacun des capteurs élémentaires arrivent en phase sur le corps exploré par la sonde, et que tous les signaux réfléchis par ce corps soient additionnés en phase.

20     Dans le cas d'une antenne dite « phased array », une loi de retard variant linéairement le long de l'antenne, qui est plane, s'ajoute à la loi parabolique, ce qui permet de faire converger le faisceau ultrasonore émis par la sonde en dehors de son axe, et de recueillir les échos des points situés le long d'un axe correspondant au retard entre chaque capteur 25 élémentaire. La série d'échos recueillis dans le temps dans une direction donnée s'appelle une ligne ou une voie. L'image ultrasonore, que l'on affiche sur un écran de visualisation 2, est constituée de l'ensemble des lignes couvrant la surface du corps à observer.

La sonde 1 est suivie d'un multiplexeur 3, lui-même suivi d'un 30 ensemble 4 de circuits appelé « Front End Conditioning » (F.E.C.). Cet ensemble 4 est chargé de transmettre vers la sonde 1 les signaux ultrasonores d'observation et de recueillir les échos perçus par la sonde 1 en les amplifiant à l'aide d'amplificateurs à faible bruit, avec un niveau d'amplification qui varie avec le temps pour compenser les pertes de 35 propagation du signal ultrasonore. Cet ensemble 4 comporte également le

et effectue une compression de dynamique pour rendre le signal apte à être affiché sur l'écran 2 dont la dynamique est limitée.

Le processeur 8 d'imagerie Doppler calcule, pour chacun des points de l'image une valeur de la moyenne de la variation de fréquence de l'écho, correspondant à une vitesse moyenne du sang. Les images Doppler sont généralement superposées à l'image noir et blanc sous forme codée en couleurs. On parle alors d'image en couleurs.

Le processeur 9 fournit le spectre complet des variations de fréquence Doppler, ce qui donne une indication sur le caractère turbulent ou non du flux sanguin.

Les trois processeurs 7 à 9 sont reliés à un convertisseur d'image (« Scan Converter ») 10, qui transforme le signal recueilli arrivant suivant des lignes formant un secteur en une image vidéo observable sur un écran.

L'échographe connu comporte également un panneau de commande 11 muni d'un clavier 12 et de boutons de contrôle 13, pour commander le moniteur 2 et permettant à l'utilisateur de choisir et de modifier les paramètres de la machine, en passant par un circuit contrôleur et cadenceur 14 qui commande les processeurs 6 à 9. En outre, l'échographe comporte divers périphériques tels que des mémoires 15, et un enregistreur d'images (magnétoscope, enregistreur DVD,...), un dispositif reprographique pour imprimer des images fidèles à celles affichées sur l'écran du moniteur 2, ... (non représentés en figure 1).

On a représenté en figure 2 les éléments principaux de l'ensemble matériel et logiciel 16 conforme à l'invention. La partie matérielle comporte une sonde électronique 17, à 128 canaux par exemple, munie avantageusement d'un démultiplexeur, par exemple, un démultiplexeur 128 → 64 (à 64 canaux de sortie pour l'exemple présent de 128 canaux entrants) reliée par un câble 17A à un module 18 de circuits personnalisables, décrits plus en détail en référence à la figure 3. Ce module 18 comporte essentiellement des circuits FEC analogiques 19, un ensemble de n convertisseurs analogique/numérique 20, un dispositif de formation de faisceaux 21, un dispositif de commande 22 et une interface de sortie 23 à haut débit (par exemple de type IEEE1394). Le dispositif 22 commande les dispositifs 19, 20, 21 et 23. L'interface 23 est reliée par une liaison à haut débit 24 à un micro-ordinateur 25 approprié, qui peut être, par exemple, un

circuit de séparation des signaux d'émission, qui sont de niveau élevé, des signaux de réception (échos) qui sont de faible niveau.

Le FEC 4 est suivi d'un ensemble 5 de convertisseurs analogique/numérique comportant au maximum autant de convertisseurs qu'il y a de canaux analogiques (c'est-à-dire autant qu'il y a de capteurs élémentaires dans la sonde 1). Les signaux numériques issus des différents convertisseurs de l'ensemble 5 sont traités (filtrés, retardés et additionnés) par un circuit 6 appelé « formateur de faisceaux » ou « formateur de voies » (« Beam Former » en anglais), ce circuit 6 constituant un pré-processeur des échos. A la sortie du circuit 6, on recueille un signal qui, en fonction du temps, correspond à une ligne d'image. Une image ultrasonore totale est constituée en répétant l'opération émission-réception sur l'ensemble des lignes à explorer (en déplaçant la sonde parallèlement à la ligne d'image).

On notera que le paramètre  $n$  du nombre de signaux additionnés simultanément (et inférieur ou égal au nombre de capteurs élémentaires de la sonde 1) lors de la formation de faisceaux est un paramètre très important d'un échographe. La qualité de l'image observée, et en particulier son contraste, est directement liée à ce paramètre  $n$ . En effet, si on considère qu'un écho en provenance d'un point du corps sur lequel est appliquée la sonde donne un signal d'amplitude  $A$  sur un des capteurs élémentaires de la sonde, l'amplitude du signal à la sortie du circuit de formation de voies est  $n.A$  pour ce seul écho. Ce signal sera  $n$  fois plus fort que les signaux qui n'arrivent pas en même temps que lui.

Le formateur de faisceaux 6 est suivi de plusieurs processeurs spécialisés, à savoir un processeur d'imagerie en noir et blanc 7, un processeur de détection de turbulences sanguines (dit « Color Flow Mapping ») 8 et un processeur Doppler 9. Le processeur 7 produit l'image échographique traditionnelle à niveaux de gris, dans laquelle l'intensité de chaque point de l'image est fonction de l'amplitude de l'écho correspondant. Le processeur 7 détecte cette amplitude, effectue différents traitements pour éviter le « speckle » (tavelures) dû à des interférences entre échos multiples et effectue une compression de dynamique pour rendre le signal apte à être affiché sur l'écran 2 dont la dynamique est limitée.

Le processeur 8 d'imagerie Doppler calcule, pour chacun des points de l'image une valeur de la moyenne de la variation de fréquence de

PC portable et dont la partie matérielle n'a à subir aucune modification. La liaison 24 transmet depuis le module 18 plusieurs voies numériques au PC 25. L'ensemble 16 comprend également une partie logicielle, qui est par exemple stockée sur un CD-ROM 26, ou sur tout autre support-mémoire amovible (DVD-ROM, disque dur amovible, ...) et un guide d'installation et d'utilisation (avec, le cas échéant, un guide de tests et de maintenance) qui peut être imprimé, ou, de préférence, stocké sur le support amovible 26.

La partie logicielle peut être facilement installée sur le PC 25, dont les caractéristiques (mémoire suffisante et processeur rapide) permettent d'exploiter le logiciel de façon optimale. L'installation du pack de l'invention consiste à établir les connections électriques entre les composants (entre les éléments 17, 18 et le PC 25) et à lancer le logiciel lorsque le CD-ROM 26 a été inséré dans le lecteur correspondant du PC. Ce logiciel commande la configuration des divers circuits configurables du module 18 en fonction de la sonde utilisée, en fonction des traitements à effectuer, ainsi que la configuration du PC pour que celui-ci puisse recevoir les voies formées par le formateur de faisceaux 21, les filtrer et les détecter, les convertir en images vidéo, les afficher sur son écran de visualisation, faire les calculs Doppler, générer les images Doppler, et effectuer tous les autres traitements nécessaires.

L'utilisateur a ainsi accès à tous les aspects des données d'imagerie ultrasonore qu'il exploitera selon ses propres besoins : imagerie ultrasonore classique en appliquant la sonde choisie sur le corps à visualiser ou récupération de données brutes provenant de la sonde, ou de données partiellement traitées, en vue de leur fusion avec d'autres types de données.

Le programme d'application de la partie logicielle comporte non seulement les paramètres de fonctionnement du module 18 (formes d'ondes des signaux transitant dans les divers circuits de ce bloc, tensions d'excitations des capteurs élémentaires de la sonde, paramètres de filtrage,...), mais aussi et surtout la structure même du traitement des données, et donc la structure même du traitement des données, et donc la structure même du pré-processeur formé par le module 18. En changeant le programme d'utilisation (inscrit sur le support amovible 26), on peut ainsi changer considérablement la nature du traitement de données effectué par le pack de l'invention.

l'écho, correspondant à une vitesse moyenne du sang. Les images Doppler sont généralement superposées à l'image noir et blanc sous forme codée en couleurs. On parle alors d'image en couleurs.

Le processeur 9 fournit le spectre complet des variations de fréquence Doppler, ce qui donne une indication sur le caractère turbulent ou non du flux sanguin.

Les trois processeurs 7 à 9 sont reliés à un convertisseur d'image (« Scan Converter ») 10, qui transforme le signal recueilli arrivant suivant des lignes formant un secteur en une image vidéo observable sur un écran.

L'échographe connu comporte également un panneau de commande 11 muni d'un clavier 12 et de boutons de contrôle 13, pour commander le moniteur 2 et permettant à l'utilisateur de choisir et de modifier les paramètres de la machine, en passant par un circuit contrôleur et cadenceur 14 qui commande les processeurs 6 à 9. En outre, l'échographe comporte divers périphériques tels que des mémoires 15, et un enregistreur d'images (magnétoscope, enregistreur DVD,...), un dispositif reprographique pour imprimer des images fidèles à celles affichées sur l'écran du moniteur 2, ... (non représentés en figure 1).

On a représenté en figure 2 les éléments principaux de l'ensemble matériel et logiciel 16 conforme à l'invention. La partie matérielle comporte une sonde électronique 17, à 128 canaux par exemple, munie avantageusement d'un démultiplexeur, par exemple, un démultiplexeur 128 → 64 (à 64 canaux de sortie pour l'exemple présent de 128 canaux entrants) reliée par un câble 17A à un module 18 de circuits personnalisables, décrits plus en détail en référence à la figure 3. Ce module 18 comporte essentiellement des circuits FEC analogiques 19, un ensemble de n convertisseurs analogique/numérique 20, un dispositif de formation de faisceaux 21, un dispositif de commande 22 et une interface de sortie 23 à haut débit (par exemple de type IEEE1394). Le dispositif 22 commande les dispositifs 19, 20, 21 et 23. L'interface 23 est reliée par une liaison à haut débit 24 à un micro-ordinateur 25 approprié, qui peut être, par exemple, un PC portable et dont la partie matérielle n'a à subir aucune modification. La liaison 24 transmet depuis le module 18 plusieurs voies numériques au PC 25. L'ensemble 16 comprend également une partie logicielle, qui est par exemple stockée sur un CD-ROM 26, ou sur tout autre support-mémoire



Le pack de l'invention présente ainsi l'avantage d'un faible coût de développement, et surtout un faible coût de fabrication, et ce, pour des performances élevées. Le développement matériel se limite à la carte supportant les circuits du module 18. Ce pack est raccordé à une sonde traditionnelle, mais peut également utiliser des sondes spécifiques. Le P.C. 25 est d'un type couramment disponible (par exemple un processeur à 700 MHz, une mémoire RAM d'une capacité de 128 Mbits, un lecteur de CR-ROM, et un disque dur de 10 GO).

Le PC peut être optimisé simplement par chargement du logiciel approprié du support amovible 26, et dès qu'apparaissent de nouveaux algorithmes de traitement, ceux-ci peuvent être chargés dans le PC sans que l'on ait à modifier physiquement le module 18.

Les progrès récents en matière d'échographie portent surtout sur la partie logicielle des échographes. On peut citer par exemple :

- 15       • l'imagerie 3D qui consiste à former des images de contour 2D, puis à constituer une image 3D par déplacement de la sonde ;
- les images d'intensité Doppler ;
- les images de vitesses sanguines parallèles à la ligne de capteurs de la sonde (là où la vitesse Doppler est nulle) ;
- 20       • l'imagerie de déformation ou de corrélation entre différentes images sous une déformation imposée de l'extérieur, et calcul de la déformation des tissus examinés ;
- l'imagerie d'élasticité par exploitation des algorithmes des imageries précitées.

25       Tous ces progrès peuvent être mis en œuvre dans le parc installé de produits conformes à l'invention par simple mise à jour de leur logiciel.

Grâce à sa configurabilité, le pack de l'invention peut être exploité dans des configurations et des applications très variées, permettant ainsi une standardisation de fait de sa partie matérielle. Pour développer des applications nouvelles, il ne sera pas nécessaire, le plus souvent, de développer un matériel nouveau, mais simplement un nouveau logiciel. Les éventuels nouveaux algorithmes de traitement d'antennes (de traitement des signaux de la sonde) peuvent également être implantés par mise à jour logicielle, par exemple pour pouvoir utiliser des antennes adaptatives.

amovible (DVD-ROM, disque dur amovible, ...) et un guide d'installation et d'utilisation (avec, le cas échéant, un guide de tests et de maintenance) qui peut être imprimé, ou, de préférence, stocké sur le support amovible 26.

La partie logicielle peut être facilement installée sur le PC 25, dont  
 5 les caractéristiques (mémoire suffisante et processeur rapide) permettent d'exploiter le logiciel de façon optimale. L'installation du pack de l'invention consiste à établir les connexions électriques entre les composants (entre les éléments 17, 18 et le PC 25) et à lancer le logiciel lorsque le CD-ROM 26 a été inséré dans le lecteur correspondant du PC. Ce logiciel commande la  
 10 configuration des divers circuits configurables du module 18 en fonction de la sonde utilisée, en fonction des traitements à effectuer, ainsi que la configuration du PC pour que celui-ci puisse recevoir les voies formées par le formateur de faisceaux 21, les filtrer et les détecter, les convertir en images vidéo, les afficher sur son écran de visualisation, faire les calculs Doppler,  
 15 générer les images Doppler, et effectuer tous les autres traitements nécessaires.

L'utilisateur a ainsi accès à tous les aspects des données d'imagerie ultrasonore qu'il exploitera selon ses propres besoins : imagerie ultrasonore classique en appliquant la sonde choisie sur le corps à visualiser  
 20 ou récupération de données brutes provenant de la sonde, ou de données partiellement traitées, en vue de leur fusion avec d'autres types de données.

Le programme d'application de la partie logicielle comporte non seulement les paramètres de fonctionnement du module 18 (formes d'ondes des signaux transitant dans les divers circuits de ce bloc, tensions  
 25 d'excitations des capteurs élémentaires de la sonde, paramètres de filtrage,...), mais aussi et surtout la structure même du traitement des données, et donc la structure même du traitement des données, et donc la structure même du pré-processeur formé par le module 18. En changeant le programme d'utilisation (inscrit sur le support amovible 26), on peut ainsi  
 30 changer considérablement la nature du traitement de données effectué par le pack de l'invention.

Le pack de l'invention présente ainsi l'avantage d'un faible coût de développement, et surtout un faible coût de fabrication, et ce, pour des performances élevées. Le développement matériel se limite à la carte  
 35 supportant les circuits du module 18. Ce pack est raccordé à une sonde

Etant donné que les composants des micro-ordinateurs évoluent rapidement, et en particulier la capacité de leurs disques durs (on propose actuellement couramment des disques durs de plus de 100 GO), ils permettent de stocker facilement non plus quelques images, mais la totalité  
 5 d'un examen de longue durée. En outre, du fait que l'information transmise au PC est sous forme d'une amplitude et d'une phase d'un signal, celui-ci peut être stocké et traité plusieurs années plus tard à l'aide d'algorithmes non inventés au moment de l'examen.

Dans de nombreuses applications médicales, on exploite des  
 10 informations fournies par des capteurs différents. C'est le cas, par exemple, de la chirurgie ou de la microchirurgie assistée par ordinateur. Des caméras optiques sont utilisées pour produire des images de synthèse qui sont comparées aux images réelles, fournies par d'autres caméras optiques, pour mieux repérer la partie de l'organe à traiter. Tandis que la caméra optique ne  
 15 permet de voir que l'extérieur de cet organe, la « caméra » acoustique (la sonde ultrasonore) permet de « voir » à l'intérieur de cet organe sans l'ouvrir, et devient indispensable à l'optimisation du tracé du scalpel, ce qui permet de réduire le traumatisme opératoire. Ainsi, le pack de l'invention est avantageusement incorporé dans un ensemble d'instrumentation médicale,  
 20 qui comporte des équipements de chirurgie ou de micro-chirurgie. Cet ensemble d'instrumentation médicale comporte des appareils fournissant des données médicales complémentaires des données ultrasonores. Ces données médicales complémentaires sont par exemple des données de caméras optiques et/ou des données de diagnostic et de surveillance  
 25 gynécologique et/ou cardiaque.

On a représenté en figure 3, un exemple de réalisation du pack 16. Ce pack comprend essentiellement trois parties, qui sont la sonde 17, le module 18 et la partie logicielle 26A implantée dans le PC.

La sonde 17 comprend un ensemble 27 de capteurs  
 30 piézoélectriques, un multiplexeur 28 et une mémoire 29 dans laquelle sont mémorisés les paramètres caractéristiques de la sonde et son identité.

La sonde 17 est reliée par un câble comportant un connecteur 30  
 au module 18 qui comporte cinq sous-ensembles principaux : des circuits  
 FEC 31, un convertisseur analogique-numérique 32, des circuits formateurs  
 35 de faisceaux 33, des circuits 34 de mémoire distribuée, de commande, de

traditionnelle, mais peut également utiliser des sondes spécifiques. Le P.C. 25 est d'un type couramment disponible (par exemple un processeur à 700 MHz, une mémoire RAM d'une capacité de 128 Mbits, un lecteur de CR-ROM, et un disque dur de 10 GO).

5 Le PC peut être optimisé simplement par chargement du logiciel approprié du support amovible 26, et dès qu'apparaissent de nouveaux algorithmes de traitement, ceux-ci peuvent être chargés dans le PC sans que l'on ait à modifier physiquement le module 18.

10 Les progrès récents en matière d'échographie portent surtout sur la partie logicielle des échographes. On peut citer par exemple :

- l'imagerie 3D qui consiste à former des images de contour 2D, puis à constituer une image 3D par déplacement de la sonde ;
- les images d'intensité Doppler ;
- les images de vitesses sanguines parallèles à la ligne de capteurs de la sonde (là où la vitesse Doppler est nulle) ;
- 15 • l'imagerie de déformation ou de corrélation entre différentes images sous une déformation imposée de l'extérieur, et calcul de la déformation des tissus examinés ;
- l'imagerie d'élasticité par exploitation des algorithmes des imageries précitées.

20 Tous ces progrès peuvent être mis en œuvre dans le parc installé de produits conformes à l'invention par simple mise à jour de leur logiciel.

Grâce à sa configurabilité, le pack de l'invention peut être exploité dans des configurations et des applications très variées, permettant ainsi une standardisation de fait de sa partie matérielle. Pour développer des applications nouvelles, il ne sera pas nécessaire, le plus souvent, de développer un matériel nouveau, mais simplement un nouveau logiciel. Les éventuels nouveaux algorithmes de traitement d'antennes (de traitement des signaux de la sonde) peuvent également être implantés par mise à jour

25

30 logicielle, par exemple pour pouvoir utiliser des antennes adaptatives.

Etant donné que les composants des micro-ordinateurs évoluent rapidement, et en particulier la capacité de leurs disques durs (on propose actuellement couramment des disques durs de plus de 100 GO), ils permettent de stocker facilement non plus quelques images, mais la totalité

35 d'un examen de longue durée. En outre, du fait que l'information transmise

démodulation, et d'interface, et une interface 35 de liaison au PC. Les circuits 31 à 35 correspondent respectivement aux éléments 19 à 23 de la figure 2. Le module 18 comprend en outre une alimentation haute tension 36 alimentant les circuits 31, des convertisseurs numérique/analogique 37 commandant les amplificateurs du sous-ensemble 31, des modules de formation de faisceaux supplémentaires 38 identiques au module 33, qui sont également reliés à la sortie de l'ensemble de convertisseurs 32, une mémoire tampon 39 et un micro-contrôleur 40 reliés au sous-ensemble 34.

Le sous-ensemble FEC 31 comprend un générateur d'impulsions ultrasonores 41 alimenté par l'alimentation 36 et relié d'une part par le connecteur 30 à la sonde 17, et d'autre part par un diplexeur 42 à des circuits d'amplification 43. Ces circuits d'amplification sont commandés par le programme du PC (par une liaison non représentée) via les convertisseurs 37.

Le formateur de faisceaux 33 comporte d'une part un circuit 44 de commande du générateur d'impulsions 41, et d'autre part une chaîne de traitement numérique de signal reliée à la sortie du convertisseur 32 et se composant successivement d'un compensateur d'offset 45, d'un circuit de retard grossier 46, d'un circuit 47 de traitement de lignes de balayage multiples, d'un circuit 48 d'apodisation et d'amplification, de deux circuits en parallèle 49, 50 d'addition de phase nulle (sans déphasage) et de déphasage de  $180^\circ$ , respectivement, et d'un circuit 51 en cascade d'addition. Le circuit 51 est relié d'autre part à la sortie des circuits 38.

Le sous-ensemble 34 comporte, dans l'ordre de progression des signaux qu'il traite : un circuit 52 d'interpolation et d'addition relié à la sortie du circuit 51, un filtre 53 à caractéristiques variables et à décimation, un filtre passe-haut 54 dont la sortie est reliée à la fois à trois circuits : un filtre 55 à transformée de Hilbert et décimation, un circuit 56 de retard et décimation, et un mélangeur 57 suivi d'un filtre passe-bas à décimation 58 et d'un accumulateur à décimateur 59. Les sorties des circuits 55, 56 et 59 sont reliées à un circuit 60 d'interface et de commande. Le circuit 60 est relié de façon bidirectionnelle à la mémoire 39, au micro-contrôleur 40, à l'interface haut débit 35 et à un circuit 61 de commande et de surveillance de l'alimentation 36. Les fonctions assurées par les différents blocs des sous-

au PC est sous forme d'une amplitude et d'une phase d'un signal, celui-ci peut être stocké et traité plusieurs années plus tard à l'aide d'algorithmes non inventés au moment de l'examen.

Dans de nombreuses applications médicales, on exploite des informations fournies par des capteurs différents. C'est le cas, par exemple, de la chirurgie ou de la microchirurgie assistée par ordinateur. Des caméras optiques sont utilisées pour produire des images de synthèse qui sont comparées aux images réelles, fournies par d'autres caméras optiques, pour mieux repérer la partie de l'organe à traiter. Tandis que la caméra optique ne permet de voir que l'extérieur de cet organe, la « caméra » acoustique (la sonde ultrasonore) permet de « voir » à l'intérieur de cet organe sans l'ouvrir, et devient indispensable à l'optimisation du tracé du scalpel, ce qui permet de réduire le traumatisme opératoire. Ainsi, le pack de l'invention est avantageusement incorporé dans un ensemble d'instrumentation médicale, qui comporte des équipements de chirurgie ou de micro-chirurgie. Cet ensemble d'instrumentation médicale comporte des appareils fournissant des données médicales complémentaires des données ultrasonores. Ces données médicales complémentaires sont par exemple des données de caméras optiques et/ou des données de diagnostic et de surveillance gynécologique et/ou cardiaque.

On a représenté en figure 3, un exemple de réalisation du pack 16. Ce pack comprend essentiellement trois parties, qui sont la sonde 17, le module 18 et la partie logicielle 26A implantée dans le PC.

La sonde 17 comprend un ensemble 27 de capteurs piézoélectriques, un multiplexeur 28 et une mémoire 29 dans laquelle sont mémorisés les paramètres caractéristiques de la sonde et son identité.

La sonde 17 est reliée par un câble comportant un connecteur 30 au module 18 qui comporte cinq sous-ensembles principaux : des circuits FEC 31, un convertisseur analogique-numérique 32, des circuits formateurs de faisceaux 33, des circuits 34 de mémoire distribuée, de commande, de démodulation, et d'interface, et une interface 35 de liaison au PC. Les circuits 31 à 35 correspondent respectivement aux éléments 19 à 23 de la figure 2. Le module 18 comprend en outre une alimentation haute tension 36 alimentant les circuits 31, des convertisseurs numérique/analogique 37 commandant les amplificateurs du sous-ensemble 31, des modules de

ensembles des modules 17 et 18 sont connues en soi et ne seront pas décrites en détail ici.

On a également représenté en figure 3, sous forme de blocs de fonctions, la partie logicielle 26A du pack de l'invention lorsqu'elle est  
5 installée sur le PC 25 et opérationnelle. La partie logicielle configure les éléments configurables de la partie matérielle et installe sur le micro-ordinateur 25 des programmes de calcul et de présentation de données d'imagerie ultrasonore. Cette partie logicielle 26A comporte en entrée une  
10 fonction 62 de traitement en mode B, en mode M, de couleur Doppler et de Doppler impulsional, et une fonction 63 de configuration des circuits configurables du module 18. Ces deux fonctions 62 et 63 communiquent avec le module 18 par l'intermédiaire de l'interface 35. La fonction 62 échange des données dans les deux sens avec le module 18, tandis que la  
15 fonction 63 envoie des ordres de configuration et les données correspondantes au module 18.

La fonction 62 commande une fonction 64 d'affichage et d'interface utilisateur. Cette fonction 64 produit l'affichage sur l'écran du PC des images traitées par la fonction 62, et d'autre part transmet les données brutes ou traitées provenant du module 18 à une fonction de mesure 65 et à  
20 une fonction 66 de commande de matériels périphériques 67 et d'échange de données transmises par une interface 68, qui peut être, par exemple, une interface de type Internet.

Selon un mode de réalisation préféré de l'invention, les sous-ensembles 33 et 34 sont constitués de circuits programmables FPGA (Field  
25 Programmable Gate Array) constitués de portes logiques, par exemple des circuits de la société Xilinx. Le module 18 comporte pour les sous-ensembles 33 et 34 cinq telles portes, qui sont configurées de façon à leur faire traiter 4 voies de  $n = 64$  capteurs ou bien 2 voies de 128 capteurs, ou bien encore une voie de 128 capteurs. L'ensemble des circuits 31 à 34, réalisé selon les  
30 technologies actuelles, occupe un encombrement de 20 x 30 cm si les FEC 31 ne sont pas intégrés. Si l'on exploitait des circuits intégrés analogiques spécifiques pour réaliser ces FEC, l'encombrement des éléments 31 à 34 pourrait être divisé par 3.

Selon une variante de réalisation, on ajoute juste avant le FEC 31  
35 des multiplexeurs d'entrée qui permettent d'utiliser indifféremment des

formation de faisceaux supplémentaires 38 identiques au module 33, qui sont également reliés à la sortie de l'ensemble de convertisseurs 32, une mémoire tampon 39 et un micro-contrôleur 40 reliés au sous-ensemble 34.

Le sous-ensemble FEC 31 comprend un générateur d'impulsions ultrasonores 41 alimenté par l'alimentation 36 et relié d'une part par le connecteur 30 à la sonde 17, et d'autre part par un diplexeur 42 à des circuits d'amplification 43. Ces circuits d'amplification sont commandés par le programme du PC (par une liaison non représentée) via les convertisseurs 37.

Le formateur de faisceaux 33 comporte d'une part un circuit 44 de commande du générateur d'impulsions 41, et d'autre part une chaîne de traitement numérique de signal reliée à la sortie du convertisseur 32 et se composant successivement d'un compensateur d'offset 45, d'un circuit de retard grossier 46, d'un circuit 47 de traitement de lignes de balayage multiples, d'un circuit 48 d'apodisation et d'amplification, de deux circuits en parallèle 49, 50 d'addition de phase nulle (sans déphasage) et de déphasage de 180°, respectivement, et d'un circuit 51 en cascade d'addition. Le circuit 51 est relié d'autre part à la sortie des circuits 38.

Le sous-ensemble 34 comporte, dans l'ordre de progression des signaux qu'il traite : un circuit 52 d'interpolation et d'addition relié à la sortie du circuit 51, un filtre 53 à caractéristiques variables et à décimation, un filtre passe-haut 54 dont la sortie est reliée à la fois à trois circuits : un filtre 55 à transformée de Hilbert et décimation, un circuit 56 de retard et décimation, et un mélangeur 57 suivi d'un filtre passe-bas à décimation 58 et d'un accumulateur à décimateur 59. Les sorties des circuits 55, 56 et 59 sont reliées à un circuit 60 d'interface et de commande. Le circuit 60 est relié de façon bidirectionnelle à la mémoire 39, au micro-contrôleur 40, à l'interface haut débit 35 et à un circuit 61 de commande et de surveillance de l'alimentation 36. Les fonctions assurées par les différents blocs des sous-ensembles des modules 17 et 18 sont connues en soi et ne seront pas décrites en détail ici.

On a également représenté en figure 3, sous forme de blocs de fonctions, la partie logicielle 26A du pack de l'invention lorsqu'elle est installée sur le PC 25 et opérationnelle. La partie logicielle configure les éléments configurables de la partie matérielle et installe sur le micro-



sondes de type « phased array » de 64 capteurs ou de 128 capteurs, des sondes linéaires ou courbes de 128, 192 ou 256 capteurs.

Selon un mode de réalisation avantageux, les convertisseurs analogique/numérique 32 ne sont pas complets : on utilise des  
5 convertisseurs ultra-rapides, mais de faible « profondeur » (c'est-à-dire au minimum une définition des données sur 1 bit de donnée et 1 bit de signe). A titre d'exemple, les fréquences maximales des signaux échographiques sont d'environ 15 MHz. Le respect du critère de Nyquist conduit à utiliser des convertisseurs 32 dont la fréquence d'horloge est de 33 MHz. La profondeur  
10 minimale des informations des capteurs est de 10 bits et 1 bit de signe, et le mode de réalisation décrit ici utilise lesdits convertisseurs ultra-rapides, fonctionnant à des fréquences d'horloge de quelques centaines de MHz. Un algorithme de calcul appelé « Sigma-Delta » permet d'exploiter le suréchantillonnage pour calculer les bits de profondeur manquants. Cet  
15 algorithme peut être implanté dans le réseau de portes FGPA du module 18, sous forme logicielle, c'est-à-dire par des ordres de provenance du PC et passant par l'interface 35. Ainsi, la configurabilité du pack de l'invention s'étend au convertisseur analogique/numérique.

Selon un autre mode de réalisation, le convertisseur 32 est réalisé  
20 à l'aide de circuits à fréquence d'horloge de 300 MHz environ, mais de quelques bits de profondeur (par exemple 8 bits). Par calcul, on transforme ces convertisseurs 8 bits en convertisseurs 11 bits à fréquence d'horloge de 33 MHz environ.

Dans ces modes de réalisation à convertisseurs à faible  
25 profondeur, l'avantage réside dans la forte réduction du nombre de sorties du convertisseur que l'on a à relier aux entrées du sous-ensemble 33, ce qui permet de diminuer très sensiblement l'encombrement du module 18.

Selon encore un autre mode de réalisation, la sonde comporte plusieurs lignes de capteurs. On dit qu'elle est de type 1,5 D. Bien entendu,  
30 pour pouvoir raccorder une telle sonde, il faut équiper le module 18 d'un connecteur spécifique approprié. Par chargement dans le module 18 d'un logiciel d'exploitation correspondant, on peut obtenir des images avec formation de voies en élévation.

Selon encore un autre mode de réalisation, on utilise une sonde  
35 bidimensionnelle, c'est-à-dire comportant un réseau de capteurs ultrasonores

ordinateur 25 des programmes de calcul et de présentation de données d'imagerie ultrasonore. Cette partie logicielle 26A comporte en entrée une fonction 62 de traitement en mode B, en mode M, de couleur Doppler et de Doppler impulsional, et une fonction 63 de configuration des circuits  
 5 configurables du module 18. Ces deux fonctions 62 et 63 communiquent avec le module 18 par l'intermédiaire de l'interface 35. La fonction 62 échange des données dans les deux sens avec le module 18, tandis que la fonction 63 envoie des ordres de configuration et les données correspondantes au module 18.

10 La fonction 62 commande une fonction 64 d'affichage et d'interface utilisateur. Cette fonction 64 produit l'affichage sur l'écran du PC des images traitées par la fonction 62, et d'autre part transmet les données brutes ou traitées provenant du module 18 à une fonction de mesure 65 et à une fonction 66 de commande de matériels périphériques 67 et d'échange  
 15 de données transmises par une interface 68, qui peut être, par exemple, une interface de type Internet.

Selon un mode de réalisation préféré de l'invention, les sous-ensembles 33 et 34 sont constitués de circuits programmables FPGA (Field Programmable Gate Array) constitués de portes logiques, par exemple des  
 20 circuits de la société Xilinx. Le module 18 comporte pour les sous-ensembles 33 et 34 cinq telles portes, qui sont configurées de façon à leur faire traiter 4 voies de  $n = 64$  capteurs ou bien 2 voies de 128 capteurs, ou bien encore une voie de 128 capteurs. L'ensemble des circuits 31 à 34, réalisé selon les technologies actuelles, occupe un encombrement de 20 x 30 cm si les FEC  
 25 31 ne sont pas intégrés. Si l'on exploitait des circuits intégrés analogiques spécifiques pour réaliser ces FEC, l'encombrement des éléments 31 à 34 pourrait être divisé par 3.

Selon une variante de réalisation, on ajoute juste avant le FEC 31 des multiplexeurs d'entrée qui permettent d'utiliser indifféremment des  
 30 sondes de type « phased array » de 64 capteurs ou de 128 capteurs, des sondes linéaires ou courbes de 128, 192 ou 256 capteurs.

Selon un mode de réalisation avantageux, les convertisseurs analogique/numérique 32 ne sont pas complets : on utilise des convertisseurs ultra-rapides, mais de faible « profondeur » (c'est-à-dire au  
 35 minimum une définition des données sur 1 bit de donnée et 1 bit de signe). A

5

10

titre d'exemple, les fréquences maximales des signaux échographiques sont d'environ 15 MHz. Le respect du critère de Nyquist conduit à utiliser des convertisseurs 32 dont la fréquence d'horloge est de 33 MHz. La profondeur minimale des informations des capteurs est de 10 bits et 1 bit de signe, et le

5 mode de réalisation décrit ici utilise lesdits convertisseurs ultra-rapides, fonctionnant à des fréquences d'horloge de quelques centaines de MHz. Un algorithme de calcul appelé « Sigma-Delta » permet d'exploiter le suréchantillonnage pour calculer les bits de profondeur manquants. Cet algorithme peut être implanté dans le réseau de portes FPGA du module 18,

10 sous forme logicielle, c'est-à-dire par des ordres de provenance du PC et passant par l'interface 35. Ainsi, la configurabilité du pack de l'invention s'étend au convertisseur analogique/numérique.

Selon un autre mode de réalisation, le convertisseur 32 est réalisé à l'aide de circuits à fréquence d'horloge de 300 MHz environ, mais de

15 quelques bits de profondeur (par exemple 8 bits). Par calcul, on transforme ces convertisseurs 8 bits en convertisseurs 11 bits à fréquence d'horloge de 33 MHz environ.

Dans ces modes de réalisation à convertisseurs à faible profondeur, l'avantage réside dans la forte réduction du nombre de sorties du

20 convertisseur que l'on a à relier aux entrées du sous-ensemble 33, ce qui permet de diminuer très sensiblement l'encombrement du module 18.

Selon encore un autre mode de réalisation, la sonde comporte plusieurs lignes de capteurs. On dit qu'elle est de type 1,5 D. Bien entendu, pour pouvoir raccorder une telle sonde, il faut équiper le module 18 d'un

25 connecteur spécifique approprié. Par chargement dans le module 18 d'un logiciel d'exploitation correspondant, on peut obtenir des images avec formation de voies en élévation.

Selon encore un autre mode de réalisation, on utilise une sonde bidimensionnelle, c'est-à-dire comportant un réseau de capteurs ultrasonores

30 2D. Bien entendu, dans ce cas on augmente l'encombrement des FEC, qui est fonction du nombre total de capteurs élémentaires de la sonde. Par contre, la fonction de formation de faisceaux ne comporte que quelques circuits complémentaires.

## REVENDICATIONS

1. Pack d'imagerie ultrasonore (16) se composant d'une partie matérielle de pré-traitement d'imagerie ultrasonore et d'une partie logicielle destinée à être installée sur un micro-ordinateur, la partie matérielle incluant au moins une sonde ultrasonore (17) reliée (17A) à un module (18) de circuits électroniques dont au moins une partie est configurable, ce module  
5 comprenant des circuits FEC analogiques (31), un ensemble de convertisseurs analogique/numérique (32), un réseau de portes électroniques logiques (33, 34) et une liaison à haut débit (35) entre ce module et le micro-ordinateur, la partie logicielle étant mémorisée sur un  
10 support amovible (26).

2. Pack selon la revendication 1, caractérisé par le fait que le réseau de portes électroniques est configurable par logiciel en calculateurs spécialisés de formation de voies (33), en mémoire distribuée, en filtres numériques, démodulateur et interface de commande (34).

15 3. Pack selon la revendication 1 ou 2, caractérisé par le fait que la partie logicielle configure les éléments configurables de la partie matérielle (32, 33, 34) et installe sur le micro-ordinateur des programmes de calcul et de présentation de données d'imagerie ultrasonore.

20 4. Pack selon la revendication 3, caractérisé par le fait que les programmes installés sur le micro-ordinateur comportent des programmes de production d'images ultrasonores en niveaux de gris et/ou d'images Doppler en couleurs, et/ou de production d'informations de Doppler continu et/ou d'affichage de boutons de contrôle de paramètres (13) de traitement et /ou de traitements de fusion avec des données extérieures.

25 5. Pack selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait que le convertisseur analogique/numérique est du type Sigma-Delta configurable par logiciel.

30 6. Pack selon l'une des revendications 2 à 5, caractérisé par le fait que le réseau de portes électroniques comporte des circuits de type Field Programmable Gate Arrays. (FGPA).

7. Pack selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait que la liaison à haut débit transmet plusieurs voies numériques.

## REVENDICATIONS

1. Ensemble matériel et logiciel d'imagerie ultrasonore (16) se composant d'une partie matérielle de pré-traitement d'imagerie ultrasonore et d'une partie logicielle destinée à être installée sur un micro-ordinateur, la partie matérielle incluant au moins une sonde ultrasonore (17) reliée (17A) à un module (18) de circuits électroniques dont au moins une partie est configurable, ce module comprenant des circuits FEC analogiques (31), un ensemble de convertisseurs analogique/numérique (32), un réseau de portes électroniques logiques (33, 34) et une liaison à haut débit (35) entre ce module et le micro-ordinateur, la partie logicielle étant mémorisée sur un support amovible (26).

2. Ensemble selon la revendication 1, caractérisé par le fait que le réseau de portes électroniques est configurable par logiciel en calculateurs spécialisés de formation de voies (33), en mémoire distribuée, en filtres numériques, démodulateur et interface de commande (34).

3. Ensemble selon la revendication 1 ou 2, caractérisé par le fait que la partie logicielle configure les éléments configurables de la partie matérielle (32, 33, 34) et installe sur le micro-ordinateur des programmes de calcul et de présentation de données d'imagerie ultrasonore.

4. Ensemble selon la revendication 3, caractérisé par le fait que les programmes installés sur le micro-ordinateur comportent des programmes de production d'images ultrasonores en niveaux de gris et/ou d'images Doppler en couleurs, et/ou de production d'informations de Doppler continu et/ou d'affichage de boutons de contrôle de paramètres (13) de traitement et/ou de traitements de fusion avec des données extérieures.

5. Ensemble selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait que le convertisseur analogique/ numérique est du type Sigma-Delta configurable par logiciel.

6. Ensemble selon l'une des revendications 2 à 5, caractérisé par le fait que le réseau de portes électroniques comporte des circuits de type Field Programmable Gate Arrays. (FGPA).

7. Ensemble selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait que la liaison à haut débit transmet plusieurs voies numériques.

8. Pack selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait que la liaison à haut débit est de type IEEE1394.

9. Pack selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait qu'il est incorporé dans un ensemble d'instrumentation médicale.

5 10. Pack selon la revendication 9, caractérisé par le fait que l'ensemble d'instrumentation comporte des équipements de chirurgie ou de micro-chirurgie.

10 11. Pack selon la revendication 9 ou 10, caractérisé par le fait que l'ensemble d'instrumentation médicale comporte des appareils fournissant des données médicales complémentaires des données ultrasonores.

12. Pack selon la revendication 11, caractérisé par le fait que les données médicales complémentaires comportent au moins l'une des sortes de données suivantes : données de caméras optiques, données de diagnostic et de surveillance gynécologique et/ou cardiaque.

8. Ensemble selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait que la liaison à haut débit est de type IEEE1394.

9. Ensemble selon l'une des revendications précédentes, caractérisé par le fait qu'il est incorporé dans un ensemble d'instrumentation  
5 médicale.

10. Ensemble selon la revendication 9, caractérisé par le fait que l'ensemble d'instrumentation comporte des équipements de chirurgie ou de micro-chirurgie.

11. Ensemble selon la revendication 9 ou 10, caractérisé par le fait  
10 que l'ensemble d'instrumentation médicale comporte des appareils fournissant des données médicales complémentaires des données ultrasonores.

12. Ensemble selon la revendication 11, caractérisé par le fait que les données médicales complémentaires comportent au moins l'une des  
15 sortes de données suivantes : données de caméras optiques, données de diagnostic et de surveillance gynécologique et/ou cardiaque.



1/3

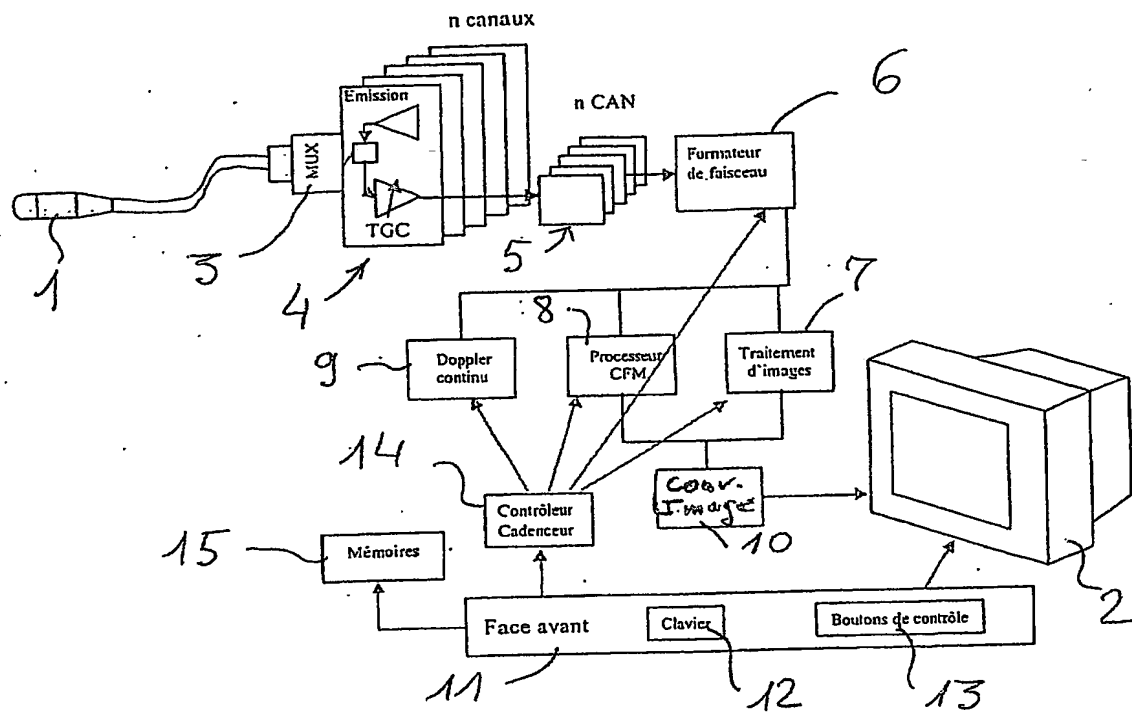
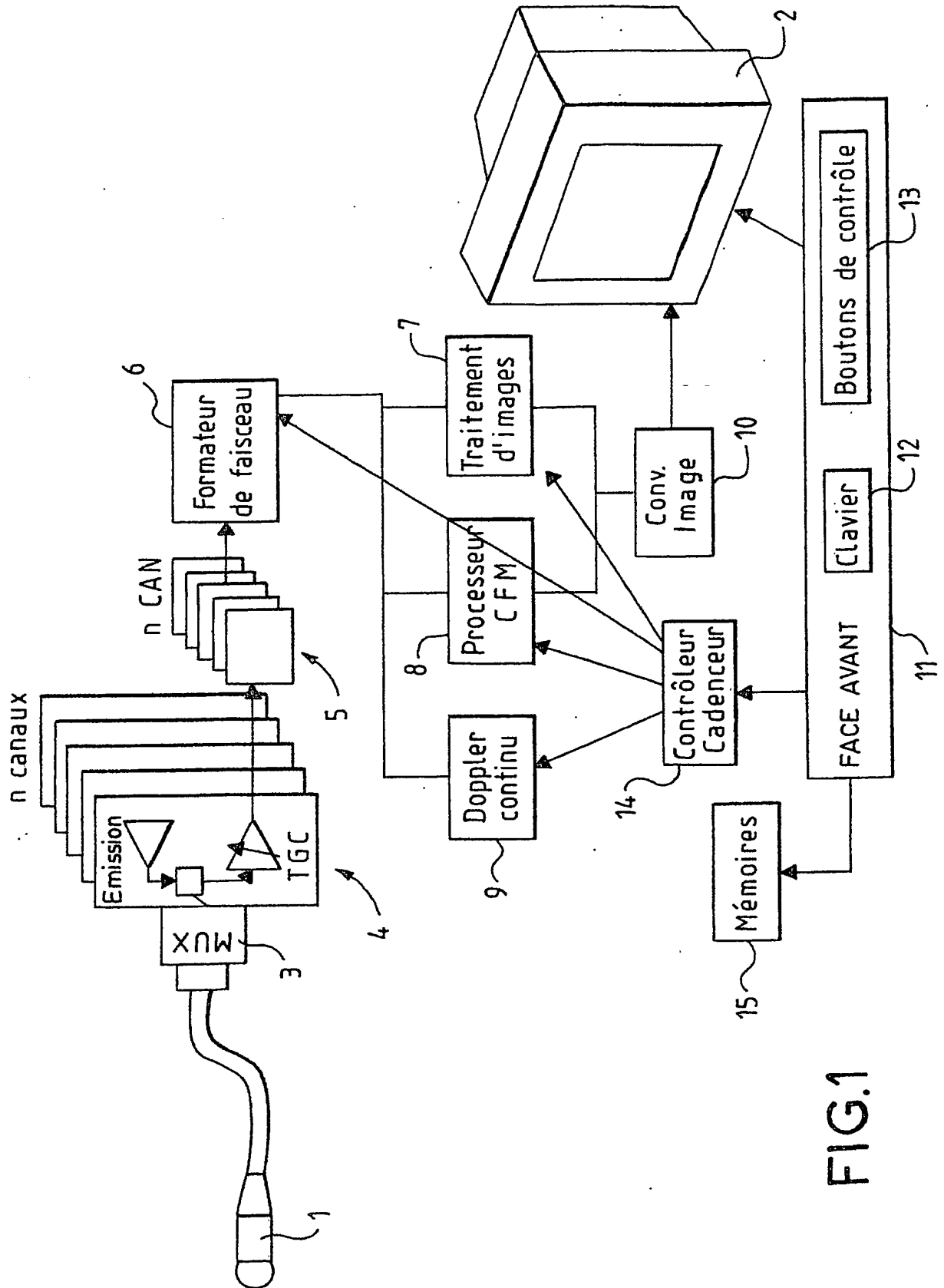


FIG. 1



2/3

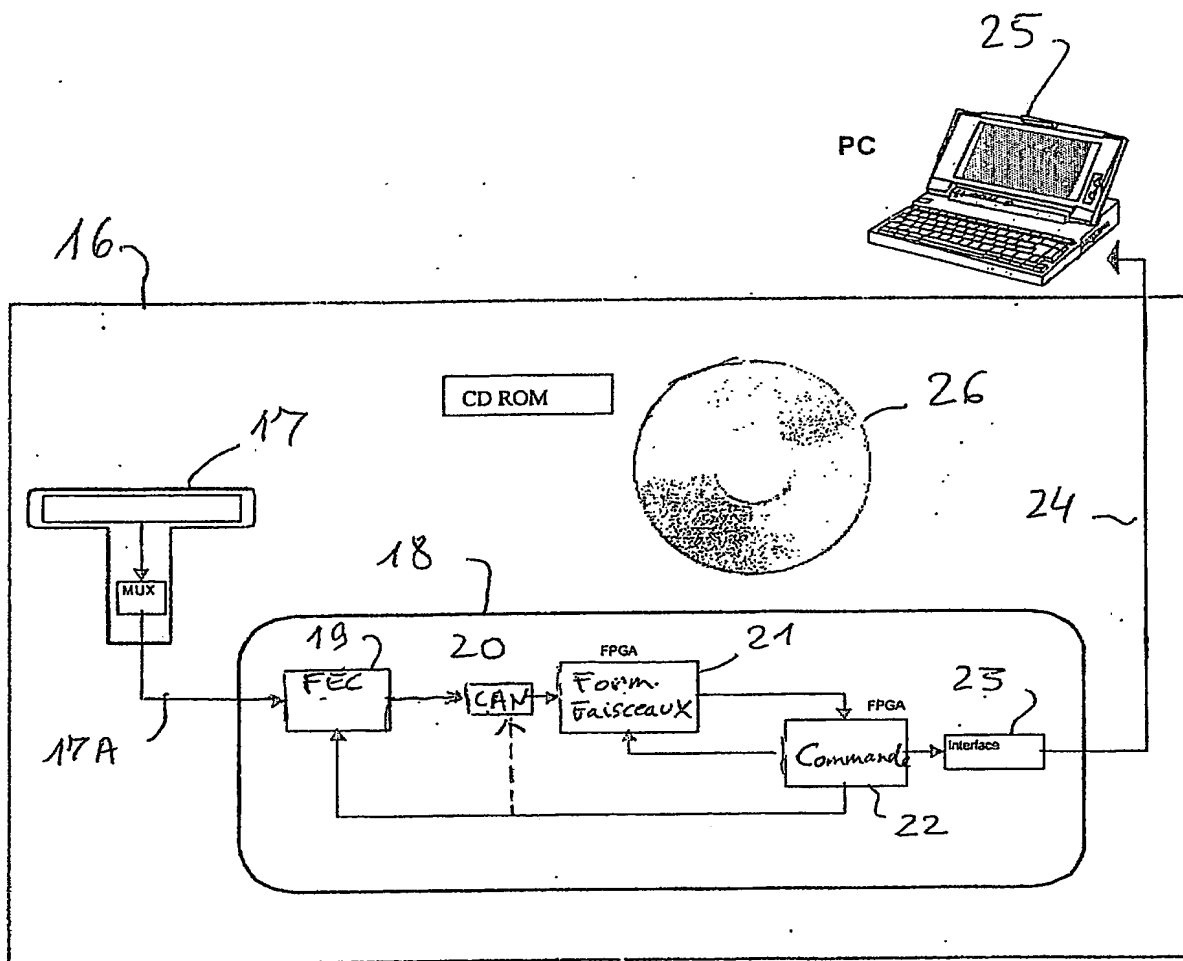
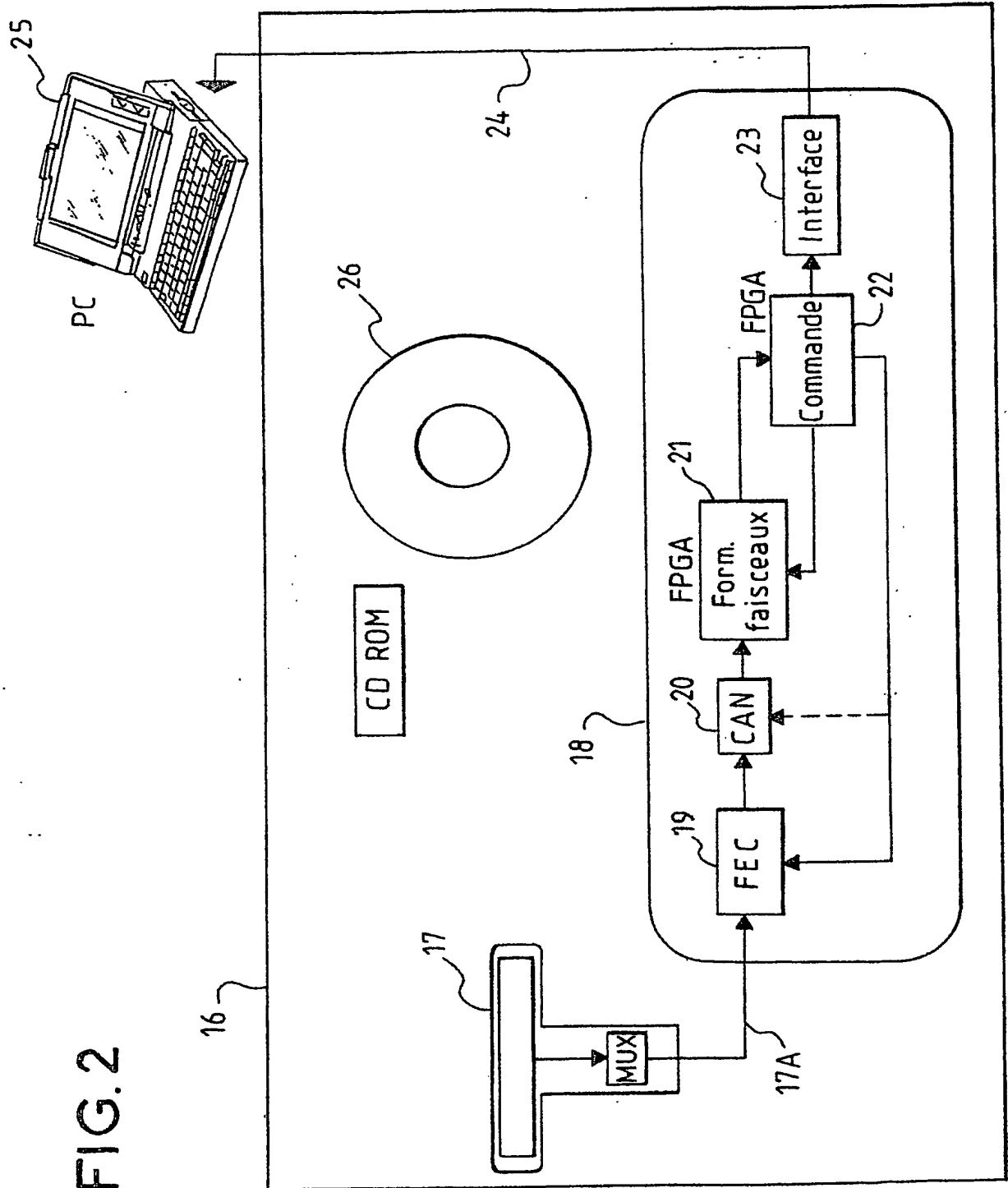


FIG. 2

FIG. 2



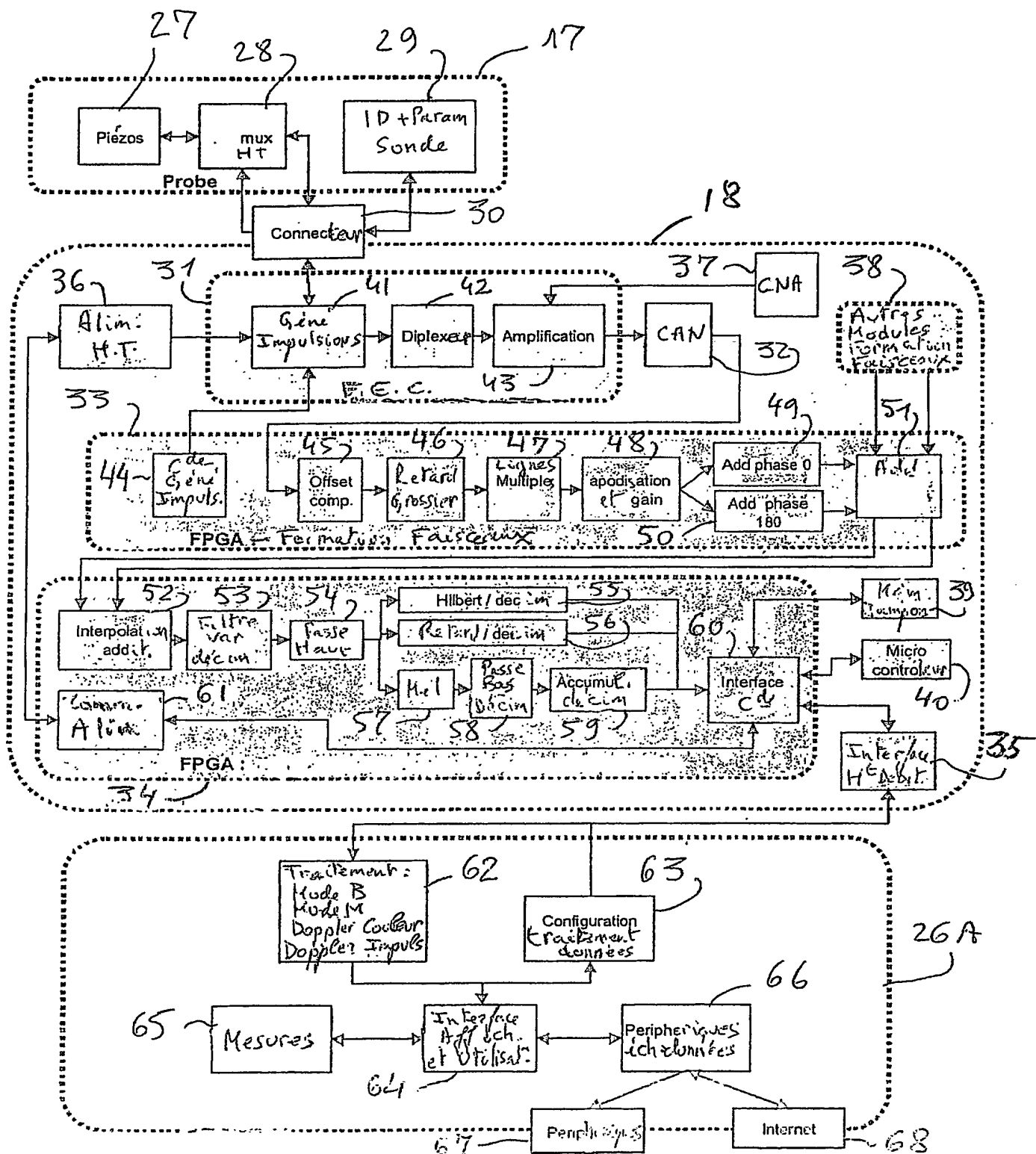
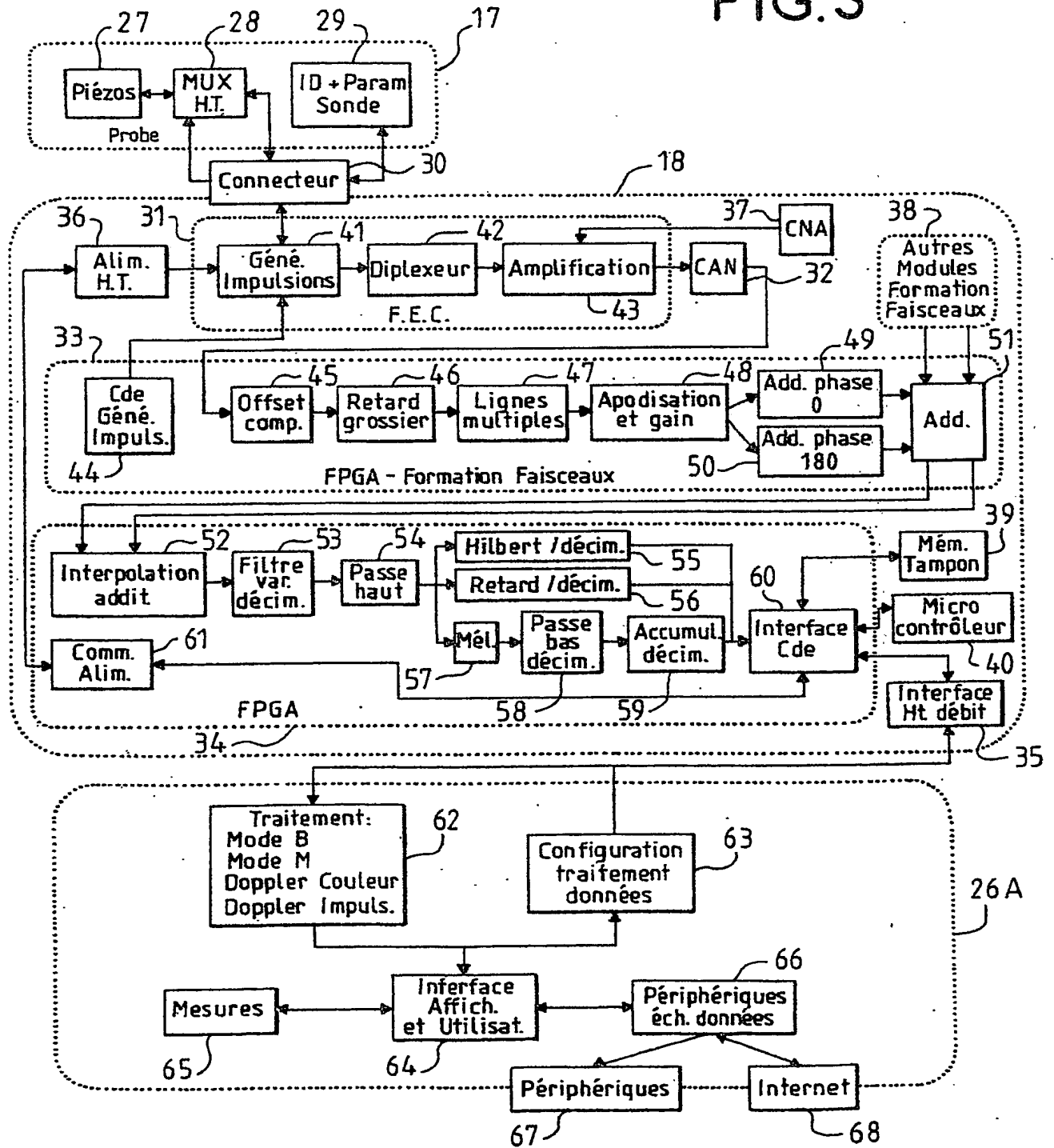


FIG.3



**DÉPARTEMENT DES BREVETS**

26 bis, rue de Saint Pétersbourg

75800 Paris Cedex 08

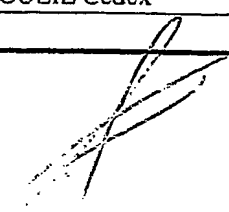
Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 93 59 30

**DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S)** Page N° 1. / 1..

(Si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 260899

<b>Vos références pour ce dossier</b> (facultatif)		62 769	
<b>N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL</b>		02 03 122	
<b>TITRE DE L'INVENTION</b> (200 caractères ou espaces maximum)			
PACK D'IMAGERIE ULTRASONORE			
<b>LE(S) DEMANDEUR(S) :</b>			
THALES ULTRASONICS SAS			
<b>DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) :</b> (Indiquez en haut à droite «Page N° 1/1» S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez un formulaire identique et numérotez chaque page en indiquant le nombre total de pages).			
<b>Nom</b>		MAERFELD	
<b>Prénoms</b>		Charles	
<b>Adresse</b>	<b>Rue</b>	THALES INTELLECTUAL PROPERTY 13, avenue du Président Salvador Allende	
	<b>Code postal et ville</b>	94117	ARCUEIL Cedex
<b>Société d'appartenance</b> (facultatif)			
<b>Nom</b>		de FRAGUIER	
<b>Prénoms</b>		Sixte	
<b>Adresse</b>	<b>Rue</b>	THALES INTELLECTUAL PROPERTY 13, avenue du Président Salvador Allende	
	<b>Code postal et ville</b>	94117	ARCUEIL Cedex
<b>Société d'appartenance</b> (facultatif)			
<b>Nom</b>		SORENSEN	
<b>Prénoms</b>		Tore	
<b>Adresse</b>	<b>Rue</b>	THALES INTELLECTUAL PROPERTY 13, avenue du Président Salvador Allende	
	<b>Code postal et ville</b>	94117	ARCUEIL Cedex
<b>Société d'appartenance</b> (facultatif)			
<b>DATE ET SIGNATURE(S)</b> <b>DU (DES) DEMANDEUR(S)</b> <b>OU DU MANDATAIRE</b> (Nom et qualité du signataire)			

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**